

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-125888

(43)Date of publication of application : 10.05.1994

(51)Int.Cl. A61B 6/03

(21)Application number : 04-281192

(71)Applicant : TOSHIBA CORP  
TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD

(22)Date of filing : 20.10.1992

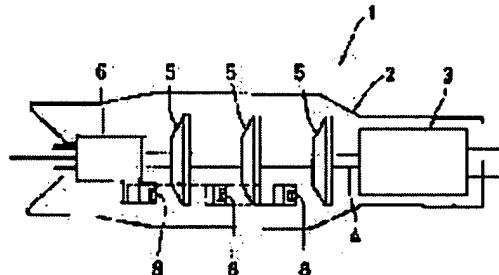
(72)Inventor : OOSHIMA NORIYUKI

## (54) TUBE BULB FOR CONE BEAM CT

## (57)Abstract:

PURPOSE: To suppress the size of a whole device to nearly the same as that of a conventional one, and also, to make an artifact scarcely generate in the vicinity of both ends of a photographing area even in the case projection data of a 360 degree portion is obtained.

CONSTITUTION: In an envelope 2, plural filaments 8 and plural targets 5 are arranged alternately at a prescribed interval along the axial direction, and from each filament 8 and each target 5 plural X-ray sources are constituted, and by generating X rays by selecting one of respective X-ray sources, photographing data shortage in the vicinity of both ends of an image pickup area is eliminated by switching an emitting point of X rays.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

**\* NOTICES \***

JPO and NCIPPI are not responsible for any  
damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

**[Claim(s)]**

[Claim 1] The envelope by which it has been arranged in accordance with the shaft orientations of the subject, and the interior was made the vacua, Two or more filaments arranged at intervals of predetermined in accordance with shaft orientations in this envelope, Two or more targets arranged so that it may counter with said each filament in accordance with shaft orientations in said envelope, A preparation, each filament, and the bulb for cone beam CT characterized by what two or more X line sources are constituted, either of these X line sources each is chosen, and an X-ray is generated for with each target.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

**[Detailed Description of the Invention]**

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the bulb for cone beam CT used with an X-ray CT scanner etc.

[0002]

[Description of the Prior Art] As equipment which creates the cross-section image of the subject using an X-ray, the CT scanner shown in drawing 9 is known conventionally.

[0003] It has the stand 101 which has a fixed part 102 and the rotation section 103, and the CT scanner shown in this drawing generates an X-ray with a stand 101, irradiating this at the subject 105 carried on the top plate 104 arranged in the center of a stand, it collects the X-ray data of this subject 105, and creates an X-ray cross-section image.

[0004] Squarely, the inner form is equipped with the case 106 constituted circularly, the motor 107 formed in this case 106, and the belt 108 made to rotate said rotation section 103 with the driving force of this motor 107, operates a motor 107 according to the angle-of-rotation directions with which it is outputted from a control unit (illustration is omitted), and, as for a fixed part 102, an appearance carries out the rotation drive of said rotation section 103.

[0005] the rotation section 103 -- the inside of said fixed part 102 -- rotation -- free -- \*\*\*\* rare \*\* -- with the cylindrical case 110 The slip ring 111 which is prepared in the periphery part of this case 110, incorporates power, or delivers from said fixed part 102 and receives a signal, The X-ray control section 112 which generates an X-ray generating indication signal etc. based on the X-ray generating directions which are formed in said case 110 and outputted from a control unit, The resonance inverter 113 which generates a high frequency signal based on the X-ray generating indication signal which is established in said case 110 and outputted from said X-ray control section 112, It was prepared in said case 110 and has the high-pressure transformer 114 which carries out the pressure up of the RF signal outputted from said resonance inverter 113.

[0006] Furthermore, the X-ray generating section 115 which generates an X-ray with the RF signal by which said rotation section 103 was formed in said case 110, and the pressure up was carried out by said high-pressure transformer 114, The 2-dimensional detector 116 which detects the X-ray which penetrated the subject 105 which is arranged in said case 110, and outgoing radiation is carried out from said X-ray generating section 115, and is put on the top plate 104, It was prepared in said case 110 and has the data collection section 117 which collects the data of the X-ray detected by said 2-dimensional detector 116.

[0007] And based on the X-ray generating indication signal outputted from said fixed part 102 through the slip ring 111, resonate the resonance inverter 113, and outgoing radiation of the X-ray is carried out from the X-ray generating section 115. While making this irradiate the subject 105 carried on the top plate 104 With the 2-dimensional detector 116, detect the X-ray which penetrated said subject 105, and these is collected in the data collection section 117. An X-ray cross-section image is displayed on CRT by the side of the body of equipment which supplies the information acquired by this collection actuation to said fixed part 102 through said slip ring 111, and is connected to this fixed part 102.

[0008]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, X-ray tube 120 which generates an X-ray with a RF signal as the X-ray generating section 115 currently used with the CT scanner mentioned above is shown in drawing 10 , Since it is constituted by the collimator 123 which extracts the X-ray by which outgoing radiation is carried out from this X-ray tube 120, and is used as the cone beam 121, Even if it rotates the rotation section 103 360 degrees, only the double shadow area shown in drawing 1111 can obtain the X-ray data for 360 degree from X-ray tube 120 with the X-ray by which outgoing radiation is carried out.

[0009] For this reason, when photoing the X-ray cross-section image of the subject 105 with this CT scanner, the photography data for the 360 degree to the shadow area shown in drawing 12 will not be able to be obtained, but the artifact resulting from the flash near the both ends of a photography field will arise.

[0010] Then, in order to abolish such a problem, extending the include angle of the X-ray by which outgoing radiation is carried out from the X-ray generating section 115, enlarging the 2-dimensional detector 116 and carrying out it corresponding to this, was also considered, but if it does in this way, while the error at the time of reconstruction will become large in proportion to \*\*\*\* of an X-ray, there was a problem that the whole equipment will be enlarged.

[0011] While this invention can press down the whole equipment in the magnitude of same extent as the conventional thing in view of the above-mentioned situation, even when obtaining the projection data for 360 degree, it aims at offering the bulb for cone beam CT the artifact can be prevented from almost producing near the both ends of a photography field.

[0012]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned purpose, the bulb for cone beam CT by this invention The envelope by which it has been arranged in accordance with the shaft orientations of the subject, and the interior was made the vacua, Two or more filaments arranged at intervals of predetermined in accordance with shaft orientations in this envelope, It has two or more targets arranged so that it may counter with said each filament in accordance with shaft orientations in said envelope. Each filament, It is characterized by constituting two or more X line sources, choosing either of these X line sources each, and generating an X-ray by each TAGE <TXF FR=0001 HE=250 WI=080 LX=0200 LY=0300> TTO.

[0013]

[Function] In the above-mentioned configuration, by arranging two or more filaments at predetermined spacing, and two or more targets by turns in accordance with shaft orientations in an envelope, constituting two or more X line sources, choosing either of these X line sources each, and generating an X-ray with each filament and each target, the outgoing radiation point of an X-ray is changed and the lack of photography data near the both ends of an image pick-up field is lost.

[0014]

[Example] Drawing 1 is the block diagram showing the 1st example of the bulb for cone beam CT by this invention.

[0015] The envelope 2 by which, as for the bulb 1 for cone beam CT shown in this drawing, the interior is made a vacuum, With the rotating-anode child 3 by whom it is arranged at the end in this envelope 2, and a forward electrical potential difference is impressed The target 5 of three sheets which is arranged at intervals of predetermined in said envelope 2, and is connected to said rotating-anode child 3 through a shaft 4, When it has been arranged at the end in said envelope 2, it has been arranged so that it may correspond respectively with the cathode sleeve 6 to which a negative electrical potential difference is impressed, and said each target 5 in said envelope 2, and a negative electrical potential difference is impressed through said cathode sleeve 6, it has three filaments 8 which emit an electron.

[0016] And based on the high voltage outputted from a high-voltage transformer assembly (illustration is omitted), outgoing radiation of the electron is carried out from any one of each of the filament 8, this is made to collide with the target 5 which corresponds among each target 5, an X-ray is generated, and outgoing radiation of this is carried out. And the outgoing radiation location of an X-ray is changed by changing the filament 8 which impresses a negative electrical potential difference. Drawing 2 is the block diagram showing the example of circuitry of the CT scanner which used the bulb 1 for cone beam CT by this invention.

[0017] The CT scanner shown in this drawing A stand 10, a berth 11, and a console 12, Have the high-voltage control control unit 13 and the high-voltage transformer assembly 14, and outgoing radiation of the X-ray is carried out from X-ray tube 15 which controlled the high-voltage control unit 13, was made to output the high voltage from a high-voltage transformer assembly 14, and was formed in the stand 10 by the console 12. By this, the X-ray image pick-up data of the subject carried on the berth 11 are collected, and the X-ray cross-section image of said subject is reconfigured and displayed. The high-voltage control control unit 13 generates a high-voltage control signal based on the control signal outputted from said console 12, and supplies this to a high-voltage transformer assembly 14. A high-voltage transformer assembly 14 generates the high voltage based on the high-voltage control signal outputted from said high-voltage control unit 13, and supplies this to a stand 10.

[0018] The fixed part in which a stand 10 is formed in the shape of a frame, and the rotation section attached in this fixed part free [ rotation ], The stand driving gear 16 made to rotate said rotation section based on the include-angle command signal outputted from said console 12, X-ray tube 15 constituted by the bulb 1 for cone beam CT prepared in said rotation section, The collimator 18 which has three holes as shown in drawing 3 , extracts respectively the X-ray by which outgoing radiation is carried out from each point of said X-ray tube 15, and is made into X-ray beam 17, The 2-dimensional detector 19 which detects the X-ray which penetrated the subject which is prepared in said X-ray tube 15 of said rotation section, and the location which counters, and is put on said berth 11, It has the data collector 20 which collects the X-ray image pick-up data detected by this 2-dimensional detector 19, and is supplied to said console 12.

[0019] And when the high voltage is outputted from said high-voltage transformer assembly 14, supply this to the bulb 1 for cone beam CT which constitutes X-ray tube 15, and each filament 8 is not, but outgoing radiation of the X-ray is carried out from the target 5 which is made to carry out outgoing radiation of the electron, and corresponds from \*\*. While irradiating this at the subject, with the 2-dimensional detector 19, the X-ray which penetrated said subject is detected, these detection data are collected with a data collector 20, and this is supplied to a console 12. Moreover, when an include-angle command signal is outputted from said console 12, the direction of the X-ray which the rotation section is rotated and is irradiated by the subject with the stand driving gear 16 is changed.

[0020] A berth 11 drives said berth body 21 based on the berth body 21 on which the subject is put, and the berth drive command signal outputted from said console 12. Moreover, make it insert in said stand 10, or It has the berth driving gear 22 which adjusts height, and said berth body 21 is driven based on the berth drive command signal outputted from said console 12, and a location, height, etc. of the berth body 21 are adjusted.

[0021] Moreover, the main control unit 23 with which a console 12 controls actuation of the whole CT scanner, The stand control unit 24 which controls the stand driving gear 16 which constitutes said stand 10 under control of this main control unit 23, The berth control unit 25 which controls the berth driving gear 22 which constitutes said berth 11 under control of said main control unit 23, The image re-component 26 which generates the X-ray cross-section image of said subject based on the image pick-up data outputted from the data collector 20 of said stand 10, It has the image data storage 27 which memorizes the X-ray cross-section image generated by this image re-component 26, and the image display device 28 which displays the X-ray cross-section image generated by said image re-component 26.

[0022] And, controlling said stand 10 by the stand control unit 24 under control of a main control unit 23, or controlling said berth 11 by the berth control unit 25 From each filament 8 of the bulb 1 for cone beam CT which constitutes X-ray tube 15 as a high-voltage transformer assembly 14 is made to control by the high-voltage control unit 13 and it is shown in drawing 4 , one by one While carrying out outgoing radiation of the X-ray from the target 5 which is made to carry out outgoing radiation of the electron, and corresponds The data of the X-ray obtained by the 2-dimensional detector 19 are made to collect with a data collector 20. While making the X-ray cross-section image of the subject reconfigure based on the data of the X-ray collected with said data collector 20 and storing this in the image data storage 27 with the image re-component 26, it is made to display with an image display device 28.

[0023] Thus, in this example, while forming three filaments 8 in an envelope 2 Since three targets 5 are formed in each of these filaments 8 and a corresponding location, any one of each of the filament 8 is chosen and he is trying to make an electron emit Arc FAKUTO which originates in the lack of image pick-up data near the both ends of an image pick-up field as shown in the double slash section of drawing 5 can be extremely lessened by rotating the rotation section of a stand 10 360 degrees, choosing each filament 8 one by one.

[0024] Furthermore, the artifact can be prevented from almost being generated near the both ends of a photography field in this example, pressing down the whole equipment in the magnitude of same extent as the conventional thing, since three filaments 8 and three targets 5 are arranged in an envelope 2, each filament 8 is chosen one by one and it was made to carry out outgoing radiation of the X-ray from each target 5.

[0025] Drawing 6 is the block diagram showing the 2nd example of the bulb for cone beam CT by this invention. In addition, in this drawing, the same sign is given to the same part as each part of drawing 1 . The envelope 2 by which, as for bulb 1b for cone beam CT shown in this drawing, the interior is made a vacuum, With the rotating-anode child 3 by whom it is arranged at the end in this envelope 2, and a forward electrical potential difference is impressed The target 5 of three sheets which is arranged at intervals of predetermined in said envelope 2, and is connected to said rotating-anode child 3 through a shaft 4, When it has been arranged at the end in said envelope 2, it has

been arranged so that it may correspond respectively with the cathode sleeve 6 to which a negative electrical potential difference is impressed, and said each target 5 in said envelope 2, and a negative electrical potential difference is impressed through said cathode sleeve 6. It has three grids 30 arranged respectively between three filaments 8 which emit an electron, and each filament 8 and each target 5. [0026] And while carrying out outgoing radiation of the electron from each filament 8 based on the high voltage outputted from a high-voltage transformer assembly 14, it is made to collide with the target 5 which is made to pass the electron by which outgoing radiation was carried out, and corresponds from the corresponding filament 8 by the grid 30 to which the electrical potential difference more than cutoff bias is impressed among each grid 30, and an X-ray is generated. And the outgoing radiation location of an X-ray is changed by changing the bias voltage which is impressed to each grid 30 by the control circuit (illustration is omitted) and to impress. Thus, in this example, a grid 30 is formed between each filament 8 and each target 5. Since the electrical potential difference impressed to each of these grids 30 is controlled and it is made to carry out outgoing radiation of the X-ray alternatively from any one of each of the target 5 Even when the whole equipment can be pressed down in the magnitude of same extent as the conventional thing and it obtains the projection data for 360 degree to a pan like the 1st example mentioned above, arc FAKUTO can be prevented from almost being generated near the both ends of a photography field.

[0027] Moreover, in this 2nd example, the electrical potential difference impressed to each grid 30 is only turned on / turned off, and since the target 5 which carries out outgoing radiation of the X-ray can be changed, an X-ray beam can be changed smoothly.

[0028] Drawing 7 is the block diagram showing the 3rd example of the bulb for cone beam CT by this invention. In addition, in this drawing, the same sign is given to the same part as each part of drawing 1. The envelope 2 by which, as for bulb 1c for cone beam CT shown in this drawing, the interior is made a vacuum, With the rotating-anode child 3 by whom it is arranged at the end in this envelope 2, and a forward electrical potential difference is impressed The target 5 of three sheets which is arranged at intervals of predetermined in said envelope 2, and is connected to said rotating-anode child 3 through a shaft 4, The cathode sleeve 6 to which it is arranged at the end in said envelope 2, and a negative electrical potential difference is impressed, The filament supporter 32 with which it has been arranged in said envelope 2, and the flexible flexible section 31 has been arranged at the part with which connected with said cathode sleeve 6 and the end was beforehand decided to be, and within said envelope 2 In said each target 5 and the location which corresponds respectively, when it is supported by said filament supporter 32 as shown in drawing 8, and a negative electrical potential difference is impressed through said cathode sleeve 6, it has three filaments 8 which emit an electron.

[0029] And based on the high voltage outputted from a high-voltage transformer assembly 14, outgoing radiation of the electron is carried out from any one of each of the filament 8, this is made to collide with the target 5 which corresponds among each target 5, an X-ray is generated, and outgoing radiation of this is carried out. And the outgoing radiation location of an X-ray is changed by changing the filament 8 which impresses a negative electrical potential difference.

[0030] Moreover, the exposure range of an X-ray is adjusted by making each flexible flexible section 31 prepared in the filament supporter 32 based on the control signal from a die-length control section (illustration is omitted) etc. expand and contract, and adjusting the location of each target 5 and each filament 8 at this time.

[0031] Thus, since three filaments 8 and three targets 5 are formed and it is made to carry out outgoing radiation of the X-ray from any one of each of the target 5 in this example Even when the whole equipment can be pressed down in the magnitude of same extent as the conventional thing and it obtains the projection data for 360 degree to a pan like the 1st and 2nd example mentioned above, arc FAKUTO can be prevented from almost being generated near the both ends of a photography field.

[0032] Moreover, in this example, since migration right and left of each target 5 and each filament 8 is enabled, even if it can change the exposure range of an X-ray and the anchoring error of bulb 1c for cone beam CT occurs by this, such an error can be compensated by adjusting the flexible flexible section 31.

[0033] [Effect of the Invention] Even when obtaining the projection data for 360 degree according to this invention while being able to press down the whole equipment in the magnitude of same extent as the conventional thing as explained above, the artifact can be prevented from almost being generated near the both ends of a photography field..

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

JPO and NCIP are not responsible for any  
damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**DESCRIPTION OF DRAWINGS**

---

**[Brief Description of the Drawings]**

[Drawing 1] It is the block diagram showing the 1st example of the bulb for cone beam CT by this invention.

[Drawing 2] It is the block diagram showing the example of circuitry of the CT scanner which used the bulb for cone beam CT shown in drawing 1.

[Drawing 3] It is the mimetic diagram showing the example of X-ray irradiation by the CT scanner shown in drawing 2.

[Drawing 4] It is the mimetic diagram showing the example of X-ray irradiation by the CT scanner shown in drawing 2.

[Drawing 5] It is the mimetic diagram showing the example of the X-ray irradiation range by the CT scanner shown in drawing 2.

[Drawing 6] It is the block diagram showing the 2nd example of the bulb for cone beam CT by this invention.

[Drawing 7] It is the block diagram showing the 3rd example of the bulb for cone beam CT by this invention.

[Drawing 8] a related example with each target is indicated to be each filament shown in drawing 7 -- it is a side elevation a part.

[Drawing 9] It is the block diagram showing an example of the stand part currently used with the CT scanner known from the former.

[Drawing 10] It is the block diagram showing the detailed example of a configuration of the X-ray generating section shown in drawing 9.

[Drawing 11] It is the mimetic diagram showing an example of the image pick-up field of the stand shown in drawing 9.

[Drawing 12] It is the mimetic diagram showing the example of physical relationship of the image pick-up field of the stand shown in drawing 9, and the subject.

**[Description of Notations]**

1 Bulb for Cone Beam CT

2 Envelope

3 Rotating-Anode Child

4 Shaft

5 Target

6 Cathode Sleeve

8 Filament

---

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-125888

(43)公開日 平成6年(1994)5月10日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 61 B 6/03

識別記号 庁内整理番号

3 2 0 B 9163-4C

F I

技術表示箇所

(21)出願番号 特願平4-281192

(22)出願日 平成4年(1992)10月20日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71)出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社

栃木県大田原市下石上1385番の1

(72)発明者 大島 規志

栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ

ディカルエンジニアリング株式会社内

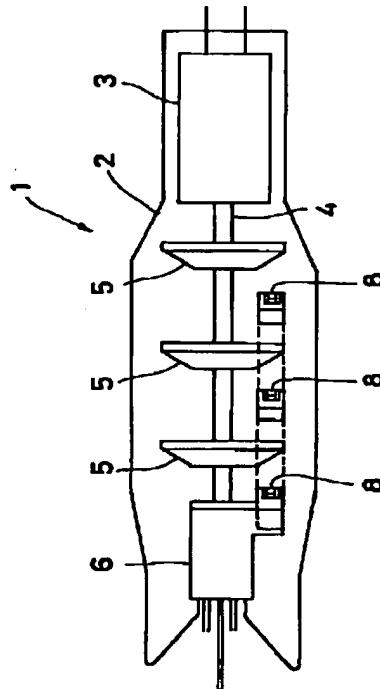
(74)代理人 弁理士 則近 慎佑

(54)【発明の名称】 コーンビームCT用管球

(57)【要約】

【目的】 本発明は装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えるとともに、360度分の投影データを得る場合でも、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようにする。

【構成】 外囲器2内に軸方向に沿って所定間隔で複数のフィラメント8と複数のターゲット5とを交互に配置して、各フィラメント8と、各ターゲット5によって複数のX線源を構成し、これらの各X線源のいずれかを選択してX線を発生させることにより、X線の出射点を切り替えて撮像領域の両端付近での撮影データ不足を無くす。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検者の軸方向に沿って配置され、内部が真空状態にされた外匣器と、この外匣器内に軸方向に沿って所定間隔で配置される複数のフィラメントと、前記外匣器内に軸方向に沿って前記各フィラメントと対向するように配置される複数のターゲットと、を備え、各フィラメントと、各ターゲットによって複数のX線源を構成し、これらの各X線源のいずれかを選択してX線を発生させることを特徴とするコーンビームCT用管球。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明はX線CT装置等で使用されるコーンビームCT用管球に関する。

## 【0002】

【従来の技術】X線を使用して被検者の断面画像を作成する装置として、従来、図9に示すCT装置が知られている。

【0003】この図に示すCT装置は固定部102と、回転部103とを有する架台101を備えており、架台101によってX線を発生して、これを架台中央に配置された天板104上に載せられている被検者105に照射しながら、この被検者105のX線データを収集してX線断面画像を作成する。

【0004】固定部102は外形が四角に、内形が円形に構成された筐体106と、この筐体106内に設けられるモータ107と、このモータ107の駆動力によって前記回転部103を回転させるベルト108とを備えており、制御装置（図示は省略する）から出力される回転角度指示に応じてモータ107を動作させて前記回転部103を回転駆動する。

【0005】回転部103は前記固定部102の内側に回転自在に填込まれる円筒状の筐体110と、この筐体110の外周部分に設けられ、前記固定部102から電力を取り込んだり、信号の授受を行なったりするスリップリング111と、前記筐体110内に設けられ、制御装置から出力されるX線発生指示に基づいてX線発生指示信号等を生成するX線制御部112と、前記筐体110内に設けられ、前記X線制御部112から出力されるX線発生指示信号等に基づいて高周波信号を生成する共振インバータ113と、前記筐体110内に設けられ、前記共振インバータ113から出力される高周波信号を昇圧する高圧トランジスタ114とを備えている。

【0006】さらに、前記回転部103は前記筐体110内に設けられ、前記高圧トランジスタ114によって昇圧された高周波信号によってX線を発生するX線発生部115と、前記筐体110内に配置され、前記X線発生部115から出射され、天板104に載せられている被検

2

者105を透過したX線を検出する二次元検出器116と、前記筐体110内に設けられ、前記二次元検出器116によって検出されたX線のデータを収集するデータ収集部117とを備えている。

【0007】そして、スリップリング111を介して前記固定部102から出力されるX線発生指示信号等に基づいて共振インバータ113を共振させてX線発生部115からX線を出射させ、これを天板104上に載せられている被検者105に照射するとともに、二次元検出器116によって前記被検者105を透過したX線を検出してデータ収集部117でこれを収集し、この収集動作によって得られた情報を前記スリップリング111を介して前記固定部102に供給してこの固定部102に接続されている装置本体側のCRT上にX線断面画像を表示させる。

## 【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述したCT装置で使用されているX線発生部115は図10に示す如く高周波信号によってX線を発生するX線管1

20 20と、このX線管120から出射されるX線を絞ってコーンビーム121にするコリメータ123とによって構成されているため、回転部103を360度、回転させても、X線管120から出射されるX線によって、図11に示すダブル斜線部分しか、360度分のX線データを得ることができない。

【0009】このため、このCT装置によって被検者105のX線断面画像を撮影するとき、図12に示す斜線部分に対する360度分の撮影データを得ることができず、撮影領域の両端付近でのみ出しに起因するアーチファクトが生じてしまう。

【0010】そこで、このような問題を無くすために、X線発生部115から出射されるX線の角度を拡げ、これに対応して、二次元検出器116を大きくしすることも考えられるが、このようにすると、X線の拡りに比例して再構成時の誤差が大きくなってしまうとともに、装置全体が大型化してしまうという問題があった。

【0011】本発明は上記の事情に鑑み、装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えることができるとともに、360度分の投影データを得る場合でも、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようになることができるコーンビームCT用管球を提供することを目的としている。

## 【0012】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために本発明によるコーンビームCT用管球は、被検者の軸方向に沿って配置され、内部が真空状態にされた外匣器と、この外匣器内に軸方向に沿って所定間隔で配置される複数のフィラメントと、前記外匣器内に軸方向に沿って前記各フィラメントと対向するように配置される複数のターゲットとを備え、各フィラメントと、各ターゲ

ットによって複数のX線源を構成し、これらの各X線源のいずれかを選択してX線を発生させることを特徴としている。

【0013】

【作用】上記の構成において、外囲器内に軸方向に沿って所定間隔で複数のフィラメントと複数のターゲットとを交互に配置して、各フィラメントと、各ターゲットによって複数のX線源を構成し、これらの各X線源のいずれかを選択してX線を発生させることにより、X線の出射点を切り替えて撮像領域の両端付近での撮影データ不足を無くす。

【0014】

【実施例】図1は本発明によるコーンビームCT用管球の第1実施例を示す構成図である。

【0015】この図に示すコーンビームCT用管球1は内部が真空にされる外囲器2と、この外囲器2内の一端に配置され、正電圧が印加される回転陽極子3と、前記外囲器2内に所定間隔で配置され、軸4を介して前記回転陽極子3に接続される3枚のターゲット5と、前記外囲器2内の一端に配置され、負電圧が印加される陰極スリーブ6と、前記外囲器2内の前記各ターゲット5と各々、対応するように配置され、前記陰極スリーブ6を介して負電圧が印加されたとき、電子を放出する3つのフィラメント8とを備えている。

【0016】そして、高電圧発生装置（図示は省略する）から出力される高電圧に基づいて各フィラメント8のいずれか1つから電子を出射させてこれを各ターゲット5のうち、対応するターゲット5に衝突させてX線を発生させ、これを出射する。そして、負電圧を印加するフィラメント8を切り替えることにより、X線の出射位置を切り替える。図2は本発明によるコーンビームCT用管球1を使用したCT装置の回路構成例を示すブロック図である。

【0017】この図に示すCT装置は架台10と、寝台11と、コンソール12と、高電圧制御装置13と、高電圧発生装置14とを備えており、コンソール12によって高電圧制御装置13を制御して高電圧発生装置14から高電圧を出力させて架台10に設けられたX線管15からX線を出射させ、これによって寝台11上に載せられている被検者のX線撮像データを収集して前記被検者のX線断面画像を再構成して表示する。高電圧制御装置13は前記コンソール12から出力される制御信号に基づいて高電圧制御信号を生成し、これを高電圧発生装置14に供給する。高電圧発生装置14は前記高電圧制御装置13から出力される高電圧制御信号に基づいて高電圧を生成し、これを架台10に供給する。

【0018】架台10は棒状に形成される固定部と、この固定部に回転自在に取り付けられる回転部と、前記コンソール12から出力される角度指令信号に基づいて前記回転部を回転させる架台駆動装置16と、前記回転部

に設けられるコーンビームCT用管球1によって構成されるX線管15と、図3に示す如く3つの穴を有し、前記X線管15の各点から出射されるX線を各々、絞ってX線ビーム17にするコリメータ18と、前記回転部の前記X線管15と対向する位置に設けられ、前記寝台11に載せられている被検者を透過したX線を検出する二次元検出器19と、この二次元検出器19によって検出されたX線撮像データを収集して前記コンソール12に供給するデータ収集装置20とを備えている。

【0019】そして、前記高電圧発生装置14から高電圧が出力されたとき、これをX線管15を構成するコーンビームCT用管球1に供給して各フィラメント8のいずれかから電子を出射させて対応するターゲット5からX線を出射させ、これを被検者に照射するとともに、二次元検出器19によって前記被検者を透過したX線を検出してデータ収集装置20でこの検出データを収集してこれをコンソール12に供給する。また、前記コンソール12から角度指令信号が出力されたとき、架台駆動装置16によって回転部を回転させて被検者に照射されるX線の方向を変更する。

【0020】また、寝台11は被検者が載せられる寝台本体21と、前記コンソール12から出力される寝台駆動指令信号に基づいて前記寝台本体21を駆動して前記架台10に挿通させたり、高さを調整したりする寝台駆動装置22とを備えており、前記コンソール12から出力される寝台駆動指令信号に基づいて前記寝台本体21を駆動して寝台本体21の位置や高さ等を調整する。

【0021】また、コンソール12はCT装置全体の動作を制御する主制御装置23と、この主制御装置23の制御の下に前記架台10を構成する架台駆動装置16を制御する架台制御装置24と、前記主制御装置23の制御の下に前記寝台11を構成する寝台駆動装置22を制御する寝台制御装置25と、前記架台10のデータ収集装置20から出力される撮像データに基づいて前記被検者のX線断面画像を生成する画像再構成装置26と、この画像再構成装置26によって生成されたX線断面画像を記憶する画像データ記憶装置27と、前記画像再構成装置26によって生成されたX線断面画像等を表示する画像表示装置28とを備えている。

【0022】そして、主制御装置23の制御の下に架台制御装置24によって前記架台10を制御したり、寝台制御装置25によって前記寝台11を制御したりしながら、高電圧制御装置13によって高電圧発生装置14を制御させて図4に示す如くX線管15を構成するコーンビームCT用管球1の各フィラメント8から順次、電子を出射させて対応するターゲット5からX線を出射するとともに、二次元検出器19によって得られたX線のデータをデータ収集装置20によって収集させて、画像再構成装置26によって前記データ収集装置20で収集されたX線のデータに基づいて被検者のX線断面画像を

再構成させ、これを画像データ記憶装置27に記憶させるとともに、画像表示装置28によって表示させる。

【0023】このようにこの実施例においては、外囲器2内に3つのフィラメント8を設けるとともに、これらの各フィラメント8と対応する位置に3つのターゲット5を設け、各フィラメント8のいずれか1つを選択して、電子を放出させるようにしているので、各フィラメント8を順次、選択しながら、架台10の回転部を360度回転させることにより、図5のダブル斜線部に示す如く撮影領域の両端付近での撮像データ不足に起因するアーチファクトを極めて少なくすることができる。

【0024】さらに、この実施例においては、外囲器2内に3つのフィラメント8と、3つのターゲット5とを配置し、各フィラメント8を順次、選択して各ターゲット5からX線を出射させるようにしたので、装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えながら、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようにすることができる。

【0025】図6は本発明によるコーンビームCT用管球の第2実施例を示す構成図である。なお、この図において、図1の各部と同じ部分には、同じ符号が付してある。この図に示すコーンビームCT用管球1bは内部が真空にされる外囲器2と、この外囲器2内の一端に配置され、正電圧が印加される回転陽極子3と、前記外囲器2内に所定間隔で配置され、軸4を介して前記回転陽極子3に接続される3枚のターゲット5と、前記外囲器2内の一端に配置され、負電圧が印加される陰極スリーブ6と、前記外囲器2内の前記各ターゲット5と各々、対応するように配置され、前記陰極スリーブ6を介して負電圧が印加されたとき、電子を放出する3つのフィラメント8とを備えている。

【0026】そして、高電圧発生装置14から出力される高電圧に基づいて各フィラメント8から電子を出射させるとともに、各グリッド30のうち、カットオフバイアス以上の電圧が印加されているグリッド30によって、対応するフィラメント8から出射された電子を通過させて対応するターゲット5に衝突させてX線を発生させる。そして、制御回路(図示は省略する)によって各グリッド30に印加する印加するバイアス電圧を切り替えることにより、X線の出射位置を切り替える。このようにこの実施例においては、各フィラメント8と、各ターゲット5との間にグリッド30を設け、これらの各グリッド30に印加する電圧を制御して各ターゲット5のいずれか1つから選択的にX線を出射せらるようしているので、上述した第1、第2実施例と同様に、装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えることができ、さらに360度分の投影データを得る場合でも、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようにすることができる。

【0027】また、この第2実施例においては、各グリッド30に印加される電圧をオン／オフするだけで、X線を出射するターゲット5を切り替えることができるるので、X線ビームの切替をスムーズに行なうことができる。

【0028】図7は本発明によるコーンビームCT用管球の第3実施例を示す構成図である。なお、この図において、図1の各部と同じ部分には、同じ符号が付してある。この図に示すコーンビームCT用管球1cは内部が真空にされる外囲器2と、この外囲器2内の一端に配置され、正電圧が印加される回転陽極子3と、前記外囲器2内に所定間隔で配置され、軸4を介して前記回転陽極子3に接続される3枚のターゲット5と、前記外囲器2内の一端に配置され、負電圧が印加される陰極スリーブ6と、前記外囲器2内に配置され、その一端が前記陰極スリーブ6に接続され、予め決められた部分にフレキシブル伸縮部31が配置されたフィラメント支持部32と、前記外囲器2内で、前記各ターゲット5と各々、対応する位置において、図8に示す如く前記フィラメント支持部32に支持され、前記陰極スリーブ6を介して負電圧が印加されたとき、電子を放出する3つのフィラメント8とを備えている。

【0029】そして、高電圧発生装置14から出力される高電圧に基づいて各フィラメント8のいずれか1つから電子を出射させてこれを各ターゲット5のうち、対応するターゲット5に衝突させてX線を発生させ、これを出射する。そして、負電圧を印加するフィラメント8を切り替えることにより、X線の出射位置を切り替える。

【0030】また、このとき、長さ制御部(図示は省略する)からの制御信号等に基づいてフィラメント支持部32に設けられた各フレキシブル伸縮部31を伸縮させて各ターゲット5と、各フィラメント8との位置を調整することにより、X線の照射範囲を調整する。

【0031】このようにこの実施例においては、3つのフィラメント8と、3つのターゲット5とを設け、各ターゲット5のいずれか1つからX線を出射せらるようしているので、上述した第1、第2実施例と同様に、装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えることができ、さらに360度分の投影データを得る場合でも、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようにすることができる。

【0032】また、この実施例においては、各ターゲット5および各フィラメント8を左右に移動自在にしてるので、X線の照射範囲を変更することができ、これによってコーンビームCT用管球1cの取付け誤差が発生しても、フレキシブル伸縮部31を調整することによってこのような誤差を補償することができる。

【0033】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、装置全体を従来のものと同じ程度の大きさに抑えることが

できるとともに、360度分の投影データを得る場合でも、撮影領域の両端付近でアーチファクトがほとんど生じないようにすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるコーンビームCT用管球の第1実施例を示す構成図である。

【図2】図1に示すコーンビームCT用管球を使用したCT装置の回路構成例を示すブロック図である。

【図3】図2に示すCT装置によるX線照射例を示す模式図である。

【図4】図2に示すCT装置によるX線照射例を示す模式図である。

【図5】図2に示すCT装置によるX線照射範囲例を示す模式図である。

【図6】本発明によるコーンビームCT用管球の第2実施例を示す構成図である。

【図7】本発明によるコーンビームCT用管球の第3実施例を示す構成図である。

【図8】図7に示す各フィラメントと、各ターゲットとの関係例を示す一部側面図である。

【図9】従来から知られているCT装置で使用されている架台部分の一例を示す構成図である。

【図10】図9に示すX線発生部の詳細な構成例を示す構成図である。

【図11】図9に示す架台の撮像領域の一例を示す模式図である。

【図12】図9に示す架台の撮像領域と被検者との位置関係例を示す模式図である。

【符号の説明】

1 コーンビームCT用管球

2 外匣器

3 回転陽極子

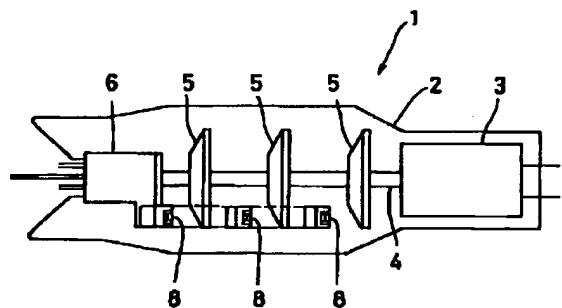
4 軸

5 ターゲット

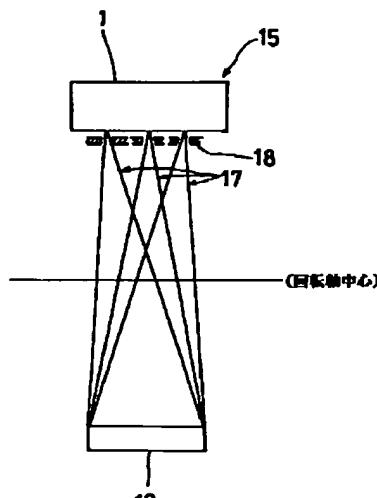
6 陰極スリーブ

8 フィラメント

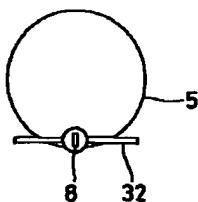
【図1】



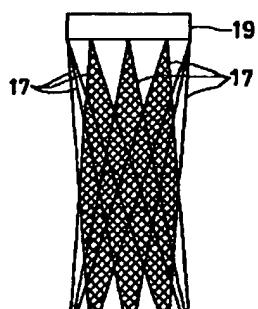
【図3】



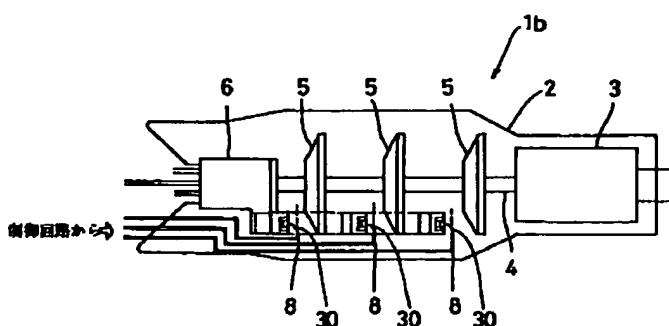
【図8】



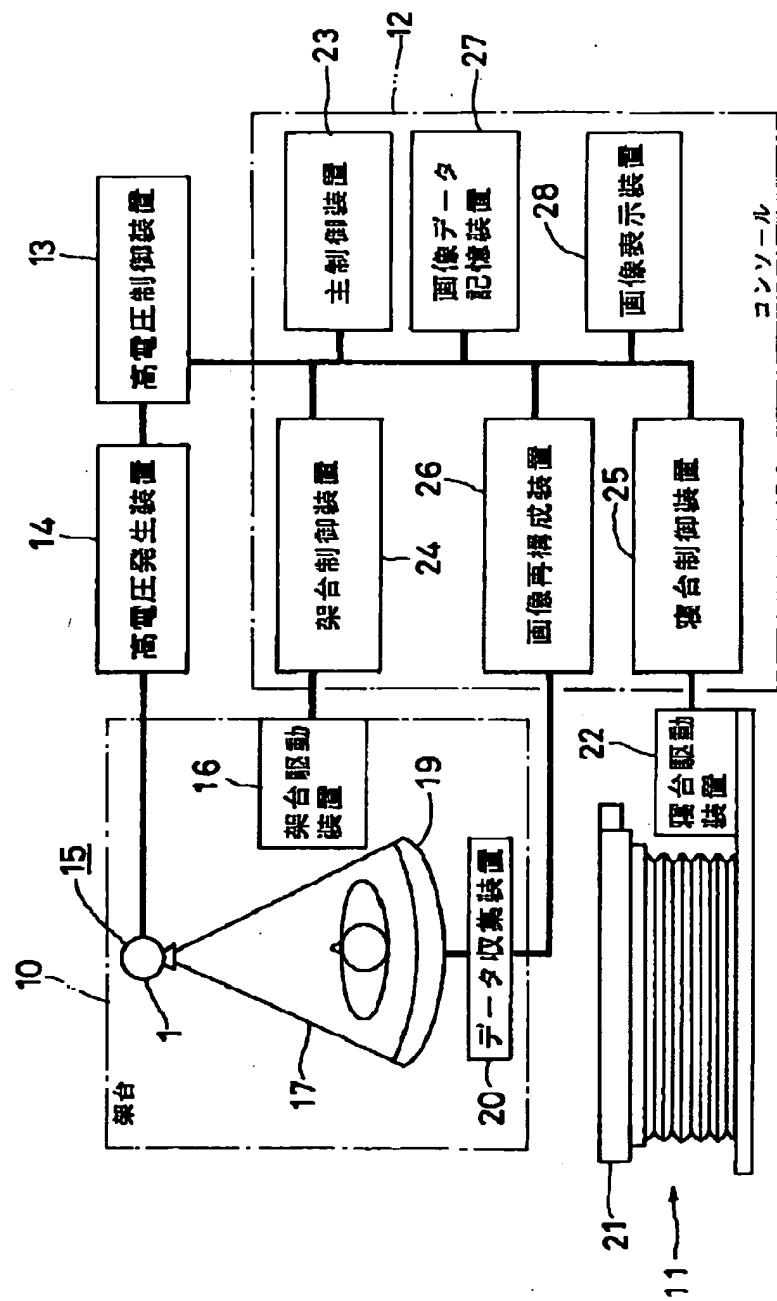
【図5】



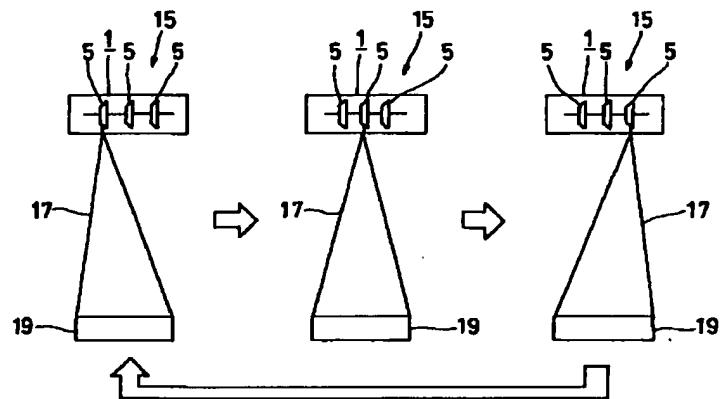
【図6】



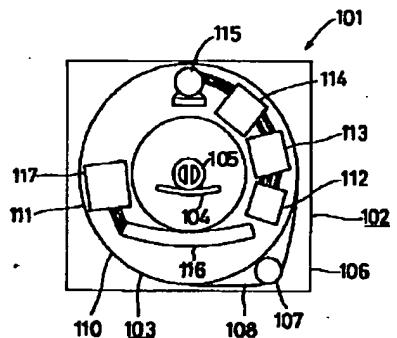
【図2】



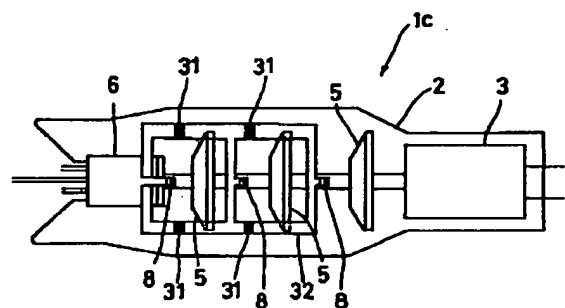
【図4】



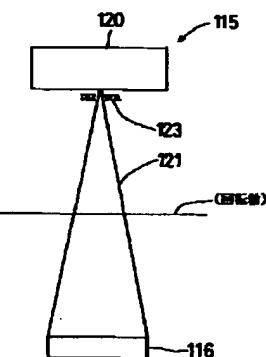
【図9】



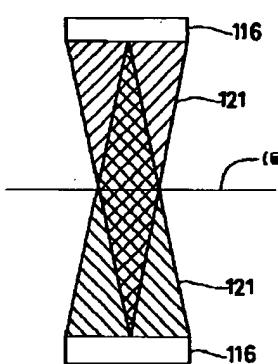
【図7】



【図10】



【図11】



【図12】

